

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

G01S 7/52

A61B 8/00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02825272.1

[43] 公开日 2005 年 8 月 3 日

[11] 公开号 CN 1650188A

[22] 申请日 2002.11.29 [21] 申请号 02825272.1

[30] 优先权

[32] 2001. 12. 18 [33] US [31] 10/025,200

[86] 国际申请 PCT/IB2002/005069 2002.11.29

[87] 国际公布 WO2003/052453 英 2003.6.26

[85] 进入国家阶段日期 2004.6.17

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 D·M·斯基巴

D · J · - J · 多里米尔

J · E · 迫维斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

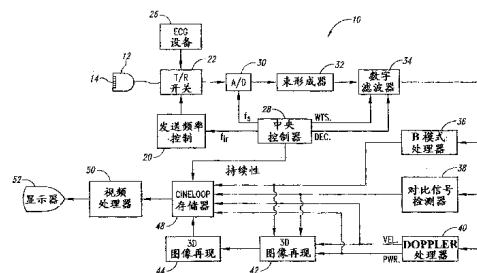
代理人 王 岳 罗 朋

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 11 页

[54] 发明名称 用于显示组织灌注和随时间变化的其它参数的超声成像系统和方法

[57] 摘要

一种用于显示示出组织灌注的参数图像的方法和系统包括被耦合于 ECG 设备的超声成像系统。ECG 设备触发成像系统以获得示出多个心跳的每个期间相应预定时间处的组织灌注的对比图像数据。用于诸如心肌的兴趣区域中的离散位置的参数图像数据是从在兴趣区域中的组织的重新灌注期间采集的时间对比数据来确定的。所述参数被映射于诸如颜色的显示值以产生参数灌注超声图像。可产生描述共同图像序列中的心肌的动态壁运动和灌注特征两者的图像序列。



ISSN 1008-4274

知识产权出版社出版

1. 一种提供兴趣区域中的灌注的参数超声图像的方法，包括：
用对比剂来灌注兴趣区域；
在用对比剂灌注兴趣区域时，采集一个时间段上的时间超声回波
5 信息；
识别对应于兴趣区域中的共同位置的时间回波信息；
从每个共同位置处的所识别的时间信息来计算灌注参数；以及
产生兴趣区域的二维或三维图像，其中兴趣区域中的位置是由所
计算的灌注参数来描述的。
- 10 2. 权利要求1的方法，其中采集的动作包括用高MI超声能量来闪过
兴趣区域，然后用低MI超声能量来采集一个时间段上的时间超声回波
信息。
3. 权利要求1的方法，其中产生的动作包括产生二维或三维参数图像
的序列。
- 15 4. 权利要求3的方法，其中兴趣区域包括心肌，其中产生包括产生用
于心脏循环的不同阶段的参数图像的序列，
其中所述参数图像的序列描述心脏灌注特征和壁运动两者。
5. 权利要求1的方法，其中计算的動作进一步包括将曲线拟合于每个
共同位置处的所识别的时间信息并利用该曲线的特征来计算灌注参
20 数。
6. 权利要求1的方法，其中计算灌注参数的动作包括从至少两个其它
灌注参数来计算用于显示的灌注参数。
7. 一种用于产生兴趣区域中的组织中的血液灌注的参数超声图像的
超声诊断成像系统，该系统包括：
25 扫描头，其具有阵列变送器，用于扫描兴趣区域；
束形成器，其被耦合以选择性地将高和低强度的发送信号施加给
变送器并接收来自变送器的回波信号，并且产生对应于它的输出信
号；
对比信号检测器，其用来识别对比回波信号；
30 处理器，其被耦合于对比信号检测器并响应于来自兴趣区域中的
离散位置的对比回波信号的时间序列，该处理器可工作以建立与所述
离散位置相关的灌注参数；以及

视频处理器，其接收灌注参数并产生灌注参数在空间上被表示于其中的图像数据。

8. 权利要求 7 的系统，其中时间序列是实时图像序列。
9. 权利要求 7 的系统，进一步包括传感循环身体函数的传感器，其中
5 时间序列是与循环身体函数同步的触发序列。
10. 权利要求 7 的系统，其中时间序列是响应于低强度发送信号而被采集的并且在高强度发送信号的间隔之后。
11. 权利要求 7 的系统，其中处理器进一步包括自动边界检测处理器，其用来描绘超声图像中的兴趣区域。
- 10 12. 权利要求 7 的系统，其中视频处理器包括响应于灌注参数的图像处理器，其用来将灌注参数值映射于显示变量。
13. 权利要求 7 的系统，其中处理器进一步可工作以通过将时间对比回波信号拟合成灌注曲线来确定灌注参数。
14. 权利要求 9 的系统，其中传感器包括心脏循环传感器，并且其中视
15 频处理器用来产生与心脏循环的阶段相关的灌注参数图像的序列。
15. 权利要求 7 的系统，其中兴趣区域包括体积区域，并且其中视频处理器用来产生用于三维区域的图像数据。

用于显示组织灌注和随时间变化的其它参数的超声成像系统和方法

技术领域

- 5 本发明涉及诊断超声成像，更具体而言，涉及一种用于显示组织灌注和其它时间变化参数的系统和方法。

背景技术

- 10 超声诊断成像系统能以完全非侵入的方式来成像并测量体内的生理学。超声波从皮肤的表面透射到体内并从体内的组织和细胞被反射。所反射的回波由超声变送器接收并处理以产生血液流动的图像或测量。不侵入病人身体的诊断由此是可能的。

- 15 已知为超声对比剂的材料可被引入到体内以增强超声诊断。对比剂是这样一种物质，其强烈地反射超声波以返回与血液或组织所返回的回波的明显不同的回波。已发现作为超声对比剂而特别有用的一种物质是处于被称为微泡的小泡形式的气体。微泡强烈地反向散射体内的超声，从而允许包含微泡的组织 and 血液可通过专门的超声处理而容易地检测。

- 20 尽管微泡可简单地是适当气体的很小的泡，然而微泡亦可以是被涂有薄的生物可降解的涂层或壳的气体的很小的泡。这些经涂敷的微泡典型地具有 0.1 到 0.4 微米之间的直径和水密度的大约 1/10 的比密度。经涂敷的微泡一般悬浮在水溶液中以便于灌入到血液中。经涂敷的微泡具有在体内稳定一个显著时间段的优点，这是因为所述壳用来保护微泡的气体不扩散到血流中。微泡的尺寸可被选择成使微泡能通过体内的毛细血管床。因此，微泡对比剂可被用于对身体的血管化组织如心脏壁进行
25 成像，这是因为对比剂可被注入到血流中并且将借助血液供给而经过静脉、动脉和毛细血管，直到从肺、肾和肝中的血流被过滤。

- 30 尽管经涂敷的微泡可在体内继续存在一个延长的周期，它们亦可被选择性地破坏。更具体而言，以中等高的声压振幅，声学压力波可使经涂敷的微泡的壳破裂，从而释放这些泡以通过迅速扩散到血流中而表现为非涂敷的泡。在此引入作为参考的授予 Averkiou 等的 U.S.专利 No. 5,813,613 公开了一种技术，用于使用如以上所述的对微泡的破坏以提供对组织灌注的量度。Averkiou 等的技术基本上包含了将高强度超声脉冲

发送给体内的所选样品体积，由此破坏那个位置处的微泡。在样品体积中的微泡已被破坏之后，包含已破坏的微泡的血液流出那个位置处的组织，并且包含微泡的新血液重新灌注这些组织。在重新灌注的给定周期之后，另一个高强度脉冲借助所接收的回波而被发送，该回波指示重新灌注的给定周期之后样品体积处的微泡浓度。所述脉冲第二次破坏微泡，并且不同的重新灌注周期被允许经过，并且另一个高强度脉冲被发送以确定重新灌注的不同周期之后的微泡浓度。该循环针对多个重新灌注周期而被重复，并且由此获得的测量被绘制以产生重新灌注曲线，其示出样品体积处的组织的重新灌注速率。

尽管该技术对于测量灌注速率并产生用于特定样品体积的重新灌注曲线是有效的，理想的将是能为组织的大区域而不是仅特定样品体积位置而得到并显示灌注测量的结果。这样的能力将使能快速诊断诸如心肌的组织的相当大区域的灌注速率，从而使临床医生能迅速识别由于局部缺血或其它血流状况而造成灌注有问题的组织的小区域。

发明内容

一种方法和系统显示图像中的解剖学的灌注速率的参数对比图像，从而同时描述用于体内组织的相当大面积或体积的重新灌注速率。单个静态参数灌注图像可被产生，或者参数灌注图像的序列可被产生以说明时间上的灌注速率的变化。截止的（ungated）或选通的（gated）图像可被使用，从而使参数显示能被键控于（key to）心脏循环的特定阶段。如果需要，多重参数可被组合于单个参数图像中。发明技术可与丸对比注入或与对比剂的连续灌入一起使用。

依照本发明的不同实施例，采集时间超声回波的动作（act）包括用高 MI 超声能量来闪过（flash）兴趣区域，然后用低 MI 超声能量在一个时间段上采集时间超声回波信息，或者采集的动作包括以被周期性触发的间隔来采集超声回波信息，或者采集的动作包括采集超声图像信息的实时序列，或者采集的动作包括从与身体活动的特定阶段相关的实时序列中选择图像信息。

依照本发明的不同实施例，产生 2 或 3 维图像的动作包括将灌注参数映射于一个范围的显示参数，或者产生的动作包括将灌注参数映射于一个范围的显示颜色。

在本发明的实施例中，识别对应于兴趣区域中共同位置的时间回波信息的动作进一步包括通过自动边界检测来识别兴趣区域。

附图说明

- 5 图 1 是依照本发明一个实施例的超声成像系统的方块图。
图 2 是示出使用图 1 的系统而获得的心肌的 B 模式图像的示意图。
图 3 说明了用于参数成像的实时图像帧的序列的采集。
图 4 说明了用于参数成像的帧序列的选通（触发）的采集。
图 5 描述了几个心脏循环上的实时图像的序列。
- 10 图 6a、6b 和 6c 说明了从图 5 的序列的图像而组装的用于心脏循环的唯一阶段的图像序列。
图 7a-7d 说明了使用辅助边界检测对图像中的兴趣区域的描绘。
图 8a 和 8b 说明了对兴趣区域的屏蔽。
图 9a 和 9b 说明了用于量化兴趣区域中的像素值的优选技术。
- 15 图 10 说明了从多个图像中选择像素值以便于确定用于像素位置的灌注曲线。
图 11 说明了从图像数据来绘制灌注曲线。
图 12 说明了对图 11 的灌注曲线的光滑曲线的拟合。
图 13a 和 13b 说明了将灌注参数映射于色标以及二维图像。
- 20 图 14 说明了对应于心脏循环不同阶段的参数灌注图像的实时显示。

具体实施方式

- 依照本发明原理而构建的超声诊断系统 10 被示出于图 1 中。超声扫描头 12 包括发送和接收超声脉冲的超声变送器的阵列 14。该阵列可以
25 是用于二维成像的一维线性或曲线形阵列，或者可以是用于三维的电子束操纵的变送器元件的二维矩阵。阵列 14 中的超声变送器发送超声能量并接收响应于该发送而返回的回波。发送频率控制电路 20 通过被耦合于阵列 14 中的超声变送器的发送/接收（“T/R”）开关 22 而以所需频率或频带来控制超声能量的发送。变送器阵列被激活以发送信号的时间可
30 被同步化于内部系统时钟（未示出），或者它们可被同步化于身体函数，如心脏循环，ECG 设备 26 将心脏循环波形提供给它。如在以下更详细说明的，如由 ECG 设备 26 提供的波形所确定的，当心跳处于其循环的

所需阶段时,扫描头被命令发送超声束。由扫描头 12 发送的超声能量可以是相对高的能量(高机械指数或 MI),其破坏或损坏图像场中的对比剂,或者它可以是相对低的能量,其使回波能从对比剂返回而基本上不损坏它。由发送频率控制电路 20 产生的超声能量的频率和带宽通过由中央控制器 28 产生的控制信号 fa 来控制。

所发送的超声能量的回波由阵列 14 中的变送器来接收,其产生通过 T/R 开关 22 15 而耦合并由模拟到数字(“A/D”)转换器 30 来数字化的回波信号。A/D 转换器 30 以通过由中央控制器 28 产生的 fs 信号而控制的采样频率来采样所接收的回波信号。由采样理论规定的所需采样速率是所接收通带的最高频率的至少两倍,并且可在至少 30-40 MHz 的量级上。高于最小要求的采样速率亦是理想的。

来自阵列 14 中的各个变送器的回波信号采样由束形成器 32 来延迟并求和以形成相干回波信号。数字相干回波信号然后由数字滤波器 34 滤波。在该实施例中,发送频率和接收频率被单独控制以使束形成器 32 能够自由地接收与所发送的带分离的频带。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波,并且亦可将频带移动到较低或基带频率范围。数字滤波器亦可以在 U.S.专利 No. 5,833,613 中公开的类型滤波器。

来自组织的经滤波的回波信号从数字滤波器 34 被耦合到用于常规 B 模式处理的 B 模式处理器 36。B 模式图像可根据从非破坏性超声成像脉冲返回的回波而产生。如以上所讨论的,低振幅、高频率和短脉冲串持续时间的脉冲通常将不破坏微泡。

诸如微泡的对比剂的经滤波的回波信号被耦合于对比信号检测器 38。对比信号检测器 38 优选地通过脉冲反相技术来分离从谐波对比剂返回的回波,在该技术中,由于对图像位置的多重脉冲的发送而产生的回波被组合以抵消基本信号分量并增强谐波分量。例如,优选的脉冲反相技术被描述于 U.S.专利 6,186,950 中,其在此引入作为参考。以低 MI 对谐波对比信号的检测和成像被描述在 U.S.专利 6,171,246 中,其内容亦在此引入作为参考。

来自数字滤波器 34 的经滤波的回波信号亦被耦合于用于常规 Doppler 处理的 Doppler 处理器 40 以产生速度和功率 Doppler 信号。这些处理器的输出可被显示为平面图像,并亦可被耦合于 3D 图像再现处理器 42,用于再现存储在 3D 图像存储器 44 中的三维图像。三维再现可

如 U.S.专利 No. 5,720,291 以及 U.S.专利 No. 5,474,073 和 5,485,842 中所述而被执行, 所有这些专利在此引入作为参考。

来自对比信号检测器 38、处理器 36 和 40 的信号以及来自 3D 图像处理器 44 的三维图像信号被耦合于 Cineloop®存储器 48, 如在以下更详细说明的, 其存储用于大量超声图像的每个的图像数据。图像数据优选地被分集合地存储在 Cineloop 存储器 48 中, 每个集合的图像数据对应于在相应时间处获得的图像。用于在多个心跳的每个期间的相同时间处获得的图像的图像数据集优选地以相同的组被存储在 Cineloop 存储器 48 中。这样, 如以下所说明的, 组中的图像数据可被用于显示示出在心跳期间的相应时间处的组织灌注的参数图像。在 Cineloop 存储器 48 中存储的图像数据的组被耦合于视频处理器 50, 其产生用于在显示器 52 上呈现的对应的视频信号。视频处理器 50 优选地包括持续性 (persistence) 处理, 从而使所检测的对比剂的瞬时强度峰值可被维持在图像中, 如在 U.S.专利 No. 5,215,094 中所述, 该专利亦在此引入作为参考。

现在将参照图 2-14 来说明灌注可被显示于参数图像中的方式。如图 2 中所示, 优选地借助于被用作对比剂的微泡, 图像 60 从兴趣区域被获得。尽管将理解兴趣区域可包括其它组织或器官, 图 2 中所示的解剖是心脏的左心室 62。左心室 62 被心肌 64 包围, 心肌 64 分别具有内边界和外边界 66、68, 其将经灌注的心肌 64 限定为兴趣区域。如以下所述, 可使用常规的或以下开发的技术来手动或自动地辨别心肌以便于分段分析。

图 3 说明了已借助存在于心脏中的对比剂而采集的心肌图像的实时序列 70。该序列中的图像帧被编号为 F:1、F:2、F:3 等等。该序列被示出与心脏循环的 EGG 波形 72 在时间上对应。将理解, 在心脏循环期间, 10、20、30、40 或更多个图像可被采集, 这取决于心率和超声系统帧速率。在本发明的一个实施例中, 图像的所采集的序列 70 被存储在 Cineloop 存储器 48 中。依照本发明的原理, 在图像的一个间隔 74 中, 高 MI 脉冲被用于采集图像。这典型地是 1-10 个图像帧的间隔。高强度发送脉冲的使用基本上损坏或破坏了图像平面或体积中的微泡。就此而言, 这些高 MI 帧被称为“闪过”帧。在该间隔 74 结束时, 随着对比剂重新灌入心肌, 低 MI 脉冲被用于对由间隔 76 描绘的几个心动周期上的随后的图像帧进行成像。该图像序列示出了心动周期的动力学以及许多心脏循环

上的对比补充 (replenishment)。

可在心动周期中的特定时间处从实时序列中选择图像而不是采集图像的连续实时序列。图 4 说明了这种触发的采集, 在其中箭头 78 指示从 EGG 波形 72 触发的时间, 图像在心脏循环的特定阶段处的该时间处被采集。箭头 80 指示一个或多个闪光帧被发送的时间, 之后是间隔 76, 低 MI 图像在此期间被采集。在该实例中, 在每个心动周期内, 仅一个图像被采集并存储在 Cineloop 存储器中。用户设置触发时序以确定心动周期的哪个部分捕获有被触发的图像。当这些图像从 Cineloop 存储器被实时重放时, 它们并不显示出心动周期的动力学, 这是因为在每个图像期间, 心脏处于心动周期的相同阶段。该序列的确示出了在低 MI 间隔 76 期间采集的被触发的图像中的对比补充。

图 5 和 6a、6b 和 6c 说明了从实时连续采集序列来组装多重单阶段序列。图 5 说明了如先前在图 3 中所示的连续实时序列。曲线 82 表示不同心脏循环之间的划分。所示的图像是低 MI 图像, 其之前已有一个或多个闪光帧 (未示出)。圆圈 84a 指示由 ECG 波形 72 触发的采集的时间; 可看到这些圆圈中的图像与 QRS 波形 86 重合。这些被触发的图像在心脏的该阶段处被组装于图像序列中, 如图 6a 中的图像序列 84a 所示。以类似方式, 被触发的图像在如图圆圈 84b 和 84c 所示的心脏循环的其它阶段处从实时序列中被选择。这些被触发的图像被组装成其相应心脏阶段的图像的其它序列, 如图 6b 和 6c 所示。这种触发可以实时进行, 或者在后处理工作中进行, 在其中图 5 的实时序列被捕获于 Cineloop 存储器中并且图 6a、6b 和 6c 的被触发的序列随后从所存的实时序列而被组装。

图像中的兴趣区域, 在该实例中为心肌, 可任选地通过如图 7a-7d 中所示的辅助边界检测来描绘。图 7a 说明了对比图像序列 90, 其可以是实时序列 70 或触发序列 80。从图像序列 90 中, 用户选择示出相对好地限定的心内和心外边界的图像 92。该图像 92 被放大示出于图 7b 中。所选图像然后通过辅助边界检测来处理, 如在名为“超声诊断图像中的自动边界检测”的 U.S. 专利 [申请序列号 09/732,613] 中所述, 该专利的内容在此引入作为参考。自动或辅助边界检测用来描绘具有如图 7c 中所示的边界 94 的心肌。所选图像上的边界轮廓 94 然后被用于描绘序列 90 中的其它图像上的边界, 如图 7d 中所示。可替换的是, 所述边界可

通过用自动边界检测算法单独处理它们而画在序列中的其它图像上。待
在参数上表示灌注的兴趣区域现在被清晰地限定以便于随后的处理。如
果需要,兴趣区域可由屏蔽 96 进一步限定,如图 8b 中所示,在其中边
界迹线内的区域被屏蔽。在该实例中,屏蔽下的所有像素应被处理,而
5 屏蔽以外的像素不在参数上被处理。

图 9a 和 9b 说明了用于处理兴趣区域内的像素的优选技术。如图 9b
所示,对于兴趣区域内的每个像素,针对像素及其周围的八个相邻像素
而计算平均图像强度值。在该实例中,针对心肌 98 中的每个像素以这种
方式来计算像素值,并且针对如在图 10 中为图像 102、104、106 而示出
10 的序列中的每个图像的不同位置中的每个像素而重复该过程。共同位置
像素值然后至少在概念上被用图形画为时间和平均强度的函数,如图 11
中所示,该图示出了由图 10 中的箭头 100 相交的共同位置像素值的曲
线。共同位置像素然后被用于建立用于在兴趣区域的二维或三维图像中
显示的灌注参数。在优选实施例中,参数是通过将所绘制的值拟合成以
15 下形式的曲线 110 而产生的:

$$I(t)=A(1-\exp^{-B \cdot t})+C$$

其中 A 是最终曲线强度, B 与曲线的初始斜率成比例,而 C 是浮点
常数。这种形式的所画曲线 110 被示出于图 12 中。然后可如以下所示使
用值 A、B 及其组合 (A*B、A/B 等) 来形成参数。

图 13a-13b 说明了使用上述曲线特征从形式 A*B 的参数值来产生参
数图像。在图 13a 的表中,首先的两列指示二维图像中像素的位置坐标。
对于三维图像,第三坐标将被使用。用于每个像素位置的 A*B 参数值被
表示在第三列中。由在图 13a 和 13b 之间从零到 255 而校准的颜色条 112
表示的参数值的范围然后被用于将每个参数值编码(映射)成颜色、亮
25 度或其它显示特征。颜色然后被显示于二维或三维参数图像 120 中的其
相应位置中,如图 13b 中所示,在其中心脏的心肌的灌注在参数上被显
示。

本发明的技术可被用于产生如图 13b 中所示的单个静态图像 120,
或者它们可被用于产生可被以序列或实时来显示的参数图像的序列。例
30 如,图 14 说明了来自心脏循环的不同阶段的参数灌注图像的序列,如从
ECG 波形 72 上的点画到序列 130 中的各个图像的箭头所示。参数图像
序列 130 中的每个参数图像可由例如图 6a、6b 和 6c 的不同阶段序列的

不同的一个来形成。图 6a 的图像被用于产生参数图像 130a，图 6b 的图像被用于产生参数图像 130b，并且图 6c 的图像被用于产生参数图像 130c。当完全或部分地实时播放序列 130 时，它将揭示心脏循环的不同阶段内心肌中各个位置中的变化的灌注。该图像序列由此揭示了相同诊断图像序列中的心肌灌注信息和心内的壁运动的动力学。

在灌注并不强烈地与心脏循环相关的器官中，如肝、肾、移植器官或体肢中的灌注，触发可能并不实用，并且灌注图像将在闪光图像帧之后的一个或多个所选重新灌注周期内被制作。参数图像可被用于诸如瘤检测的诊断，其中瘤中的参数将使图像从比正常周围组织快的重新灌注而“点亮 (light up)”。除了针对以上给出的曲线等式而示出的以外的参数可被使用。例如，灌注参数可基于来自诸如曲线 110 的光滑曲线的实际采集数据 (图 11) 的误差或变差。本发明的技术可以与对比剂的丸注入或与所述剂的连续灌入一起使用。具有丸注入的本发明的实用实例是肝脏中的瘤诊断。在丸注入之后，随着肝脏中的瘤借助来自肝动脉血液供给的对比剂的流动而被灌入，该瘤将“点亮”。肝脏中的正常组织在对比剂的丸通过门静脉进入肝脏的稍后时间处点亮。在该稍后时间处，瘤将看起来将类似于周围正常组织或不如它亮。时间参数图像将揭示该诊断过程的不同阶段处的灌注的这些差异。

从以上将理解，尽管已在此为了说明的目的而描述了本发明的特定实施例，可在本发明的精神和范围内做出各种修改。因此，除了如所附权利要求所限定的，本发明不受限制。

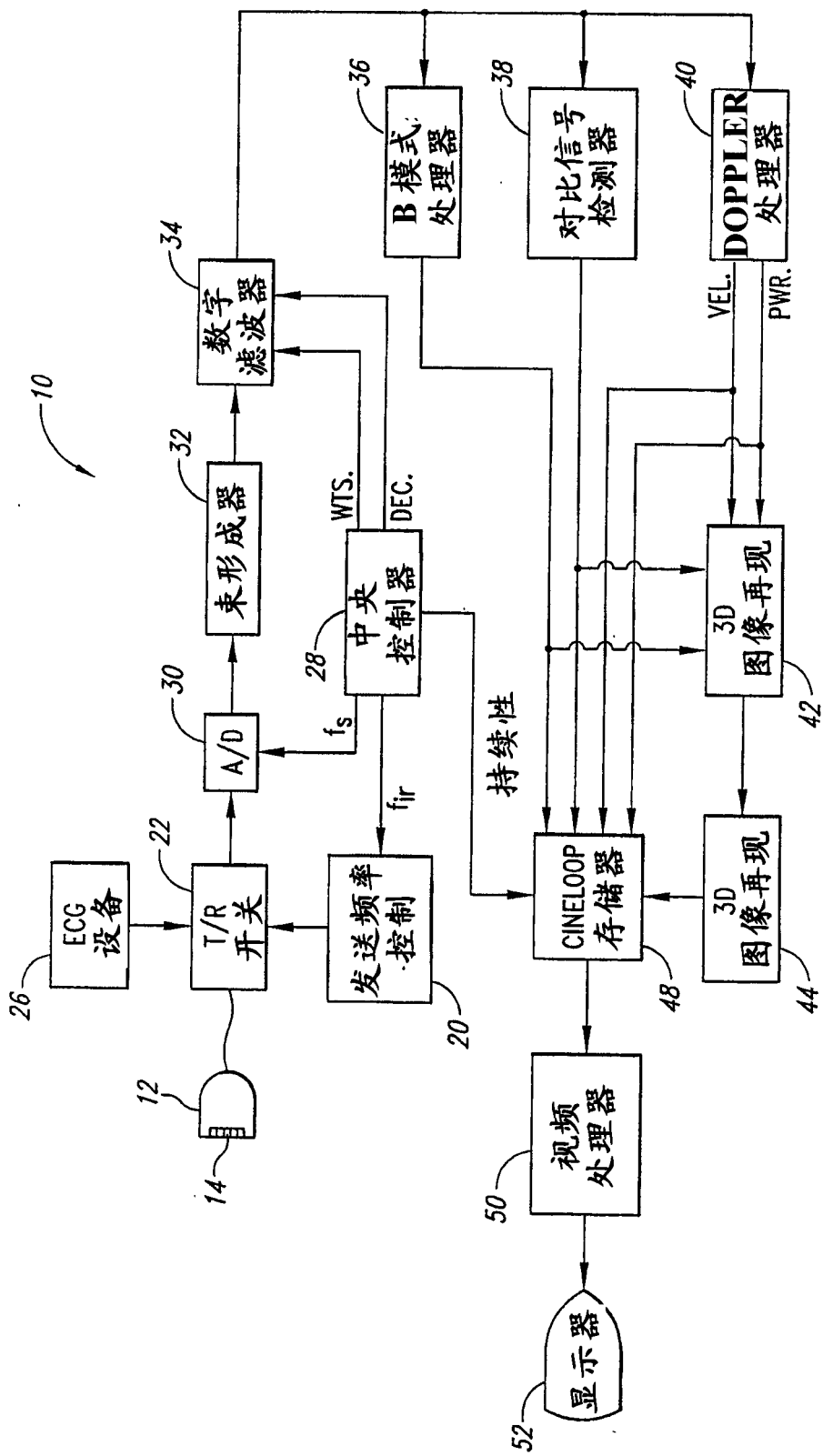


图 1

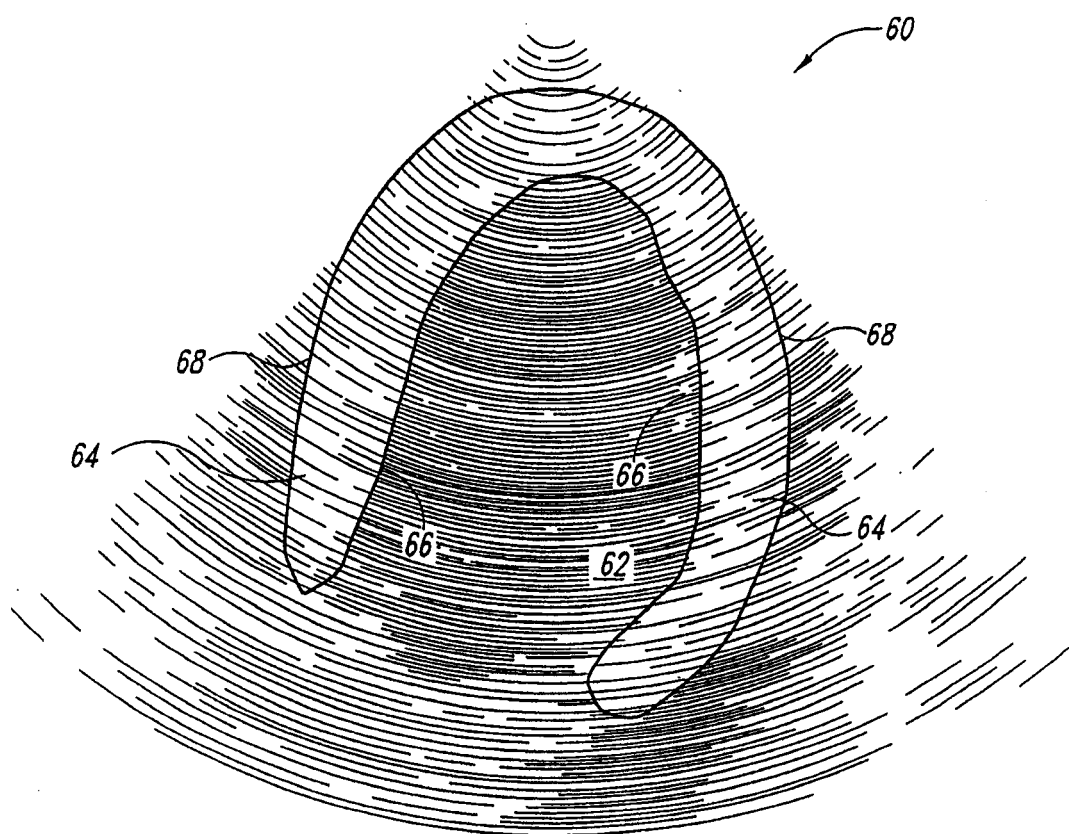


图 2

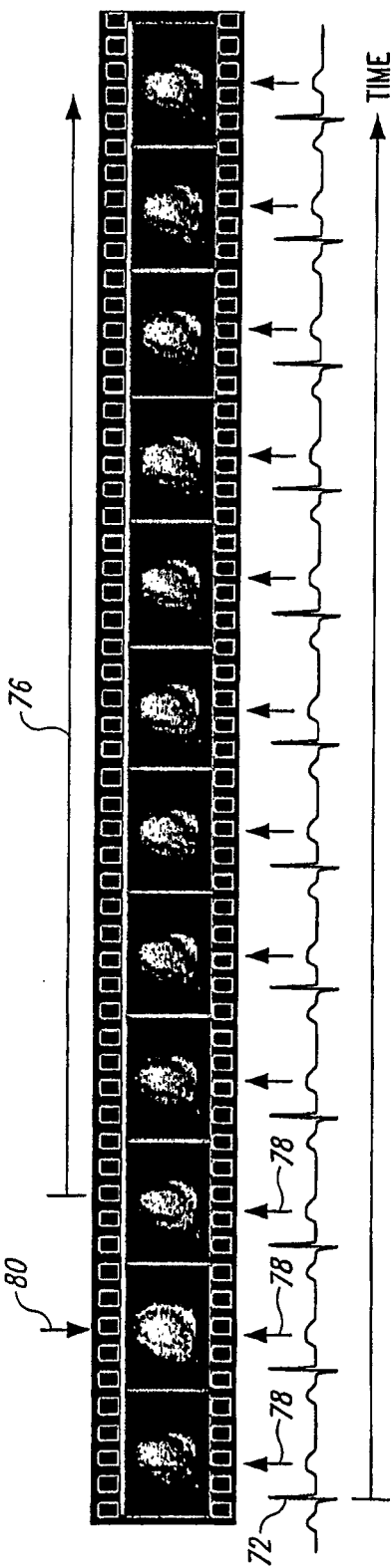


图 4

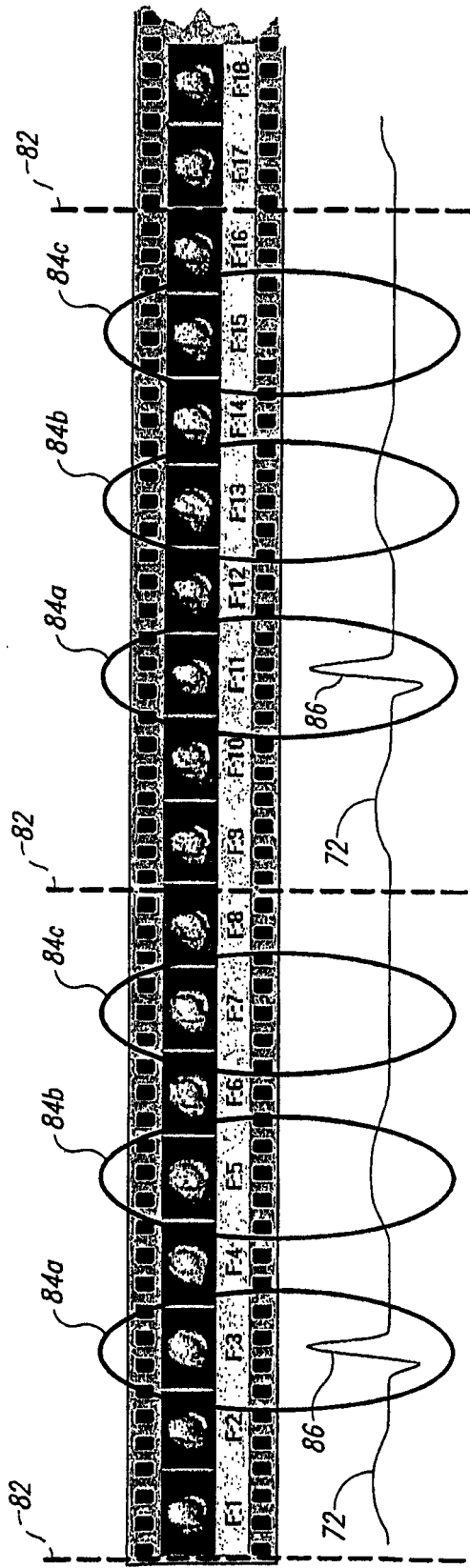


图 5

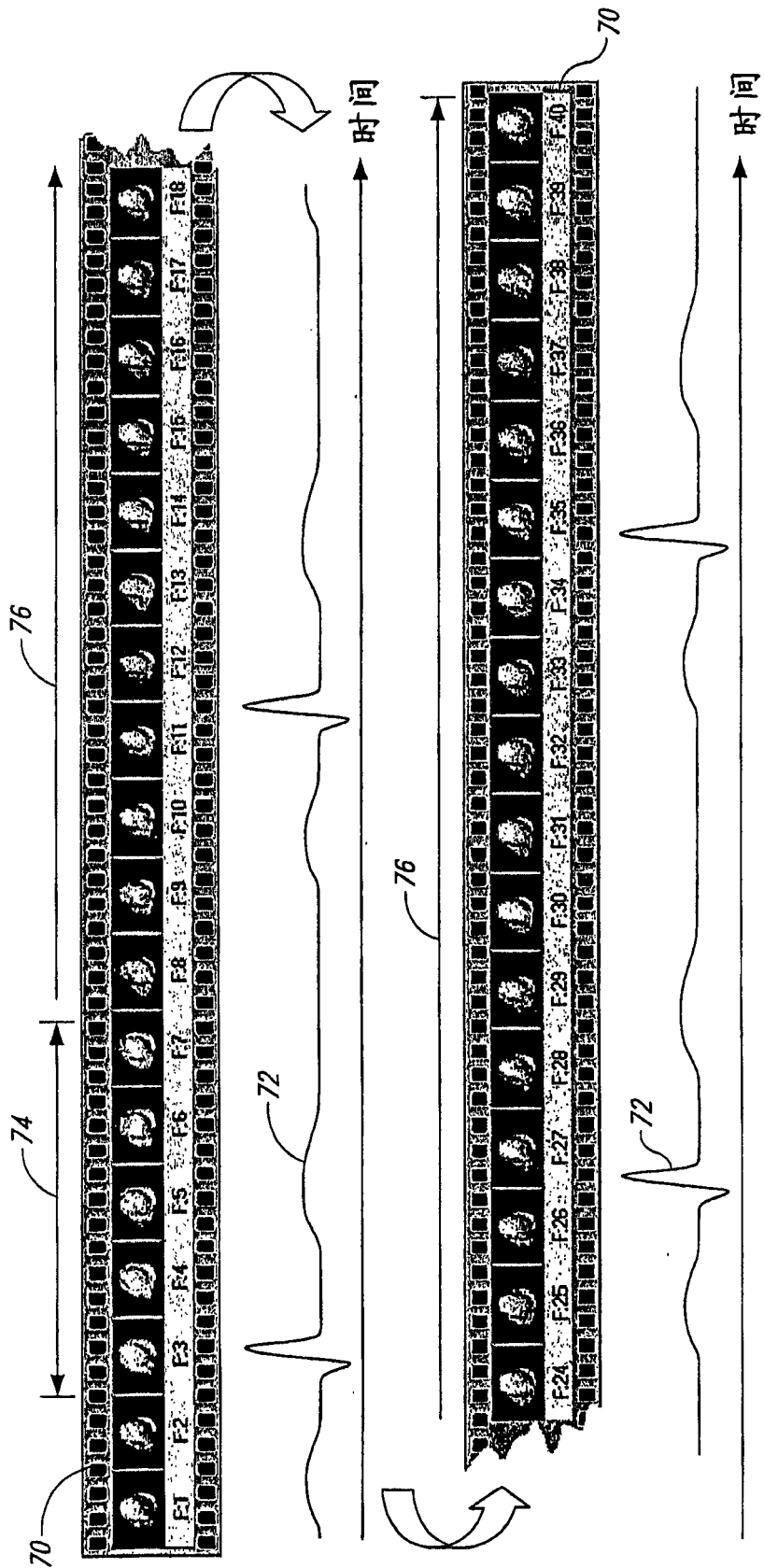
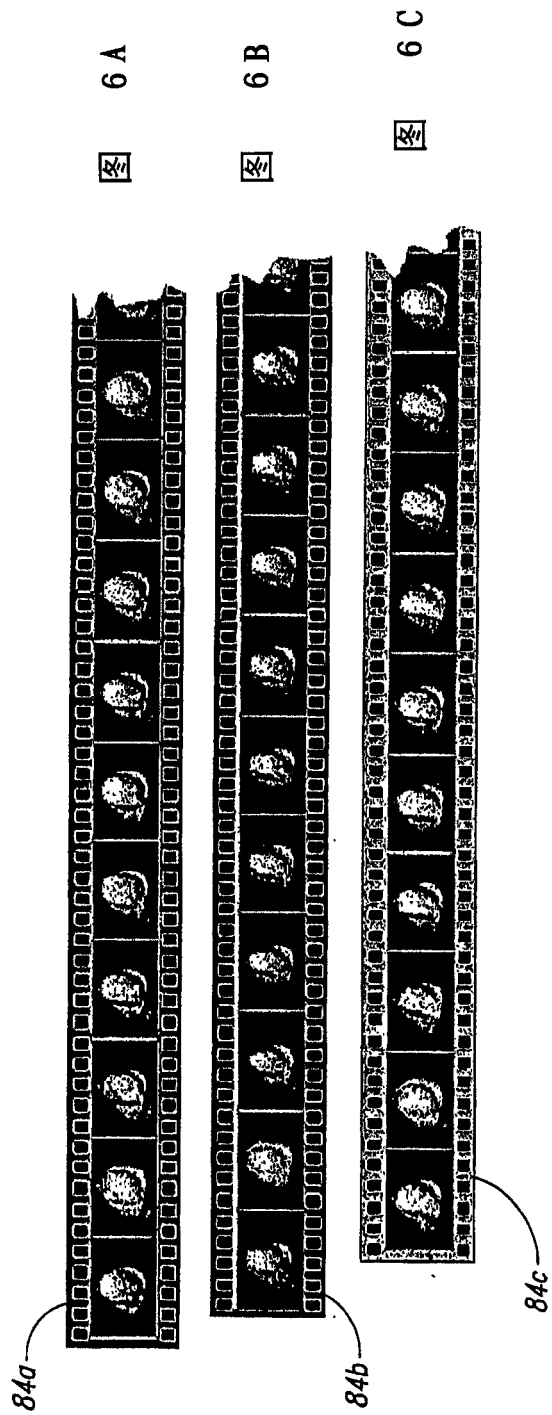
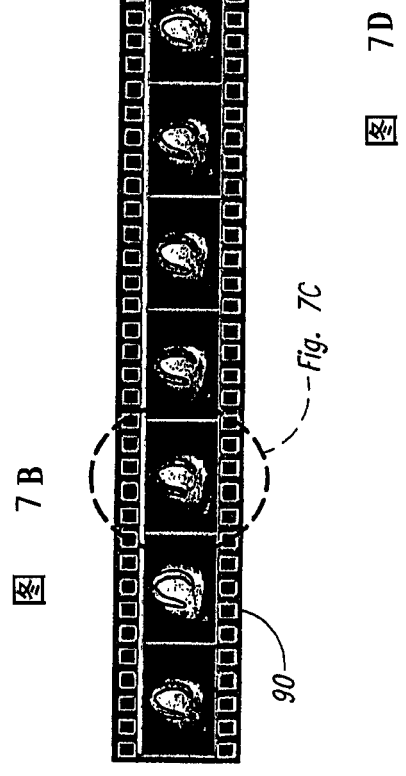
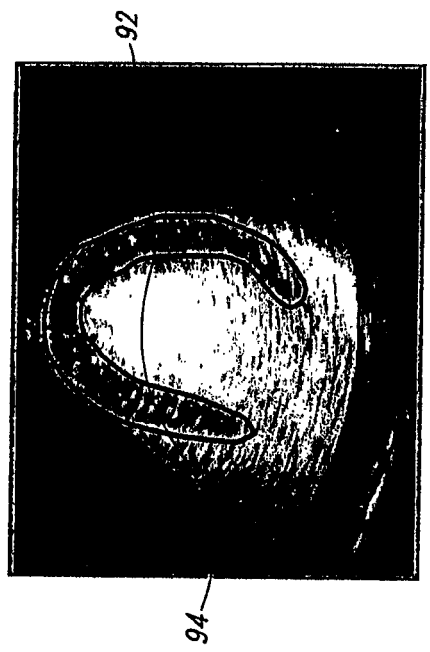
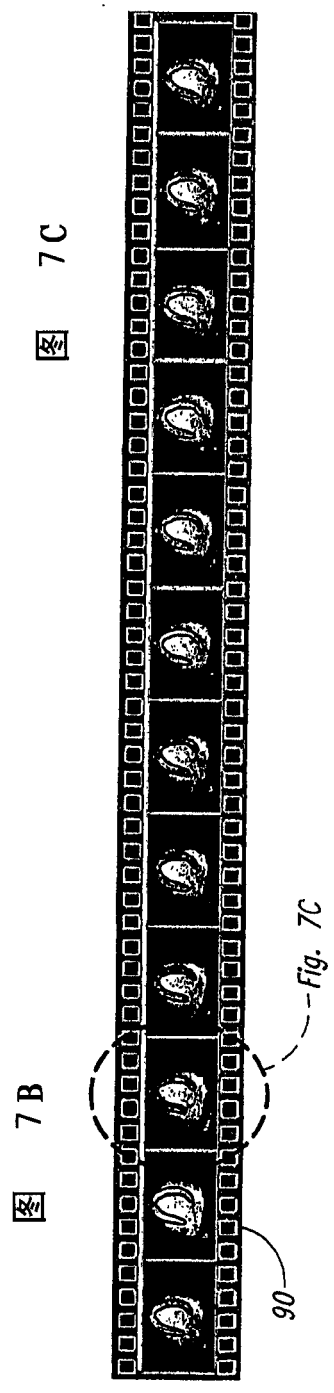
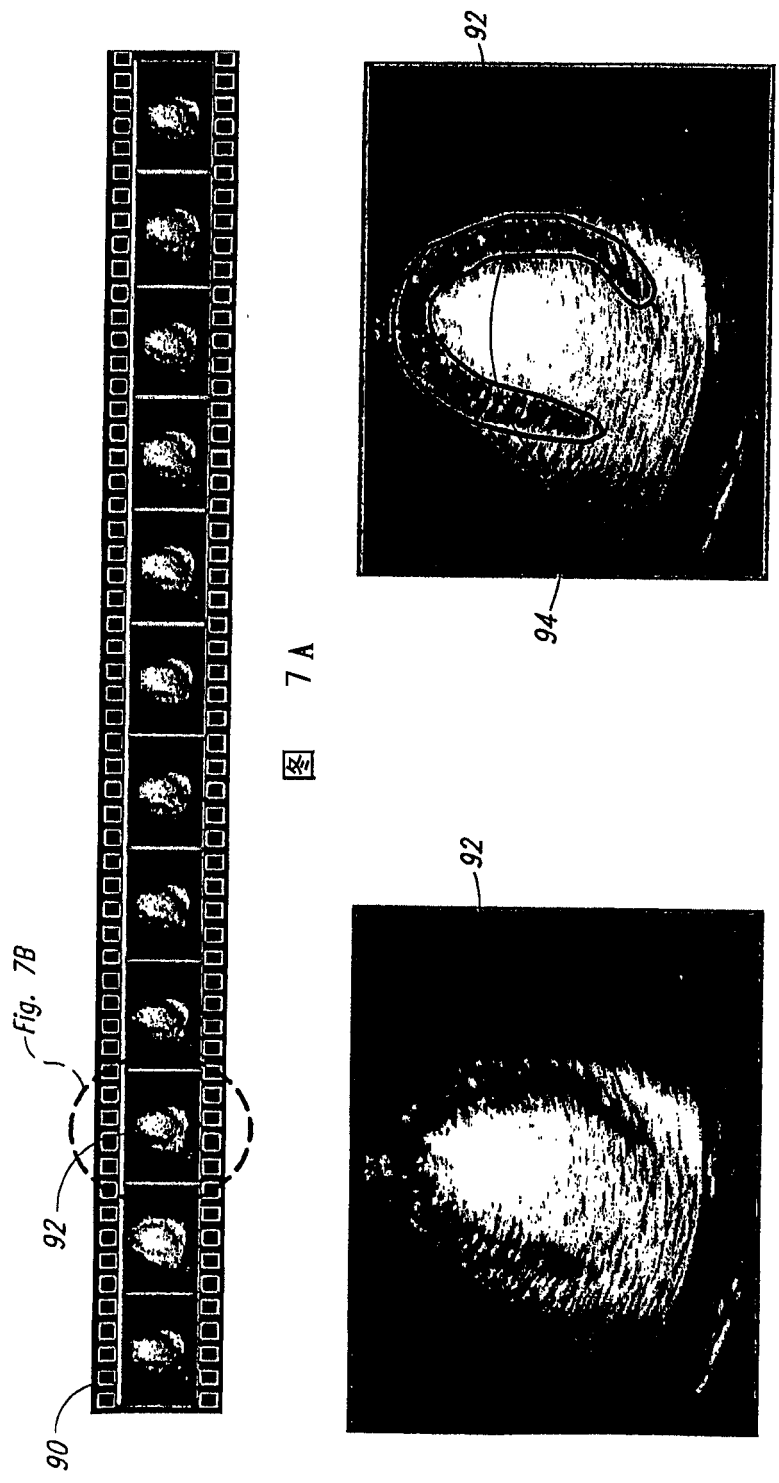


图 3





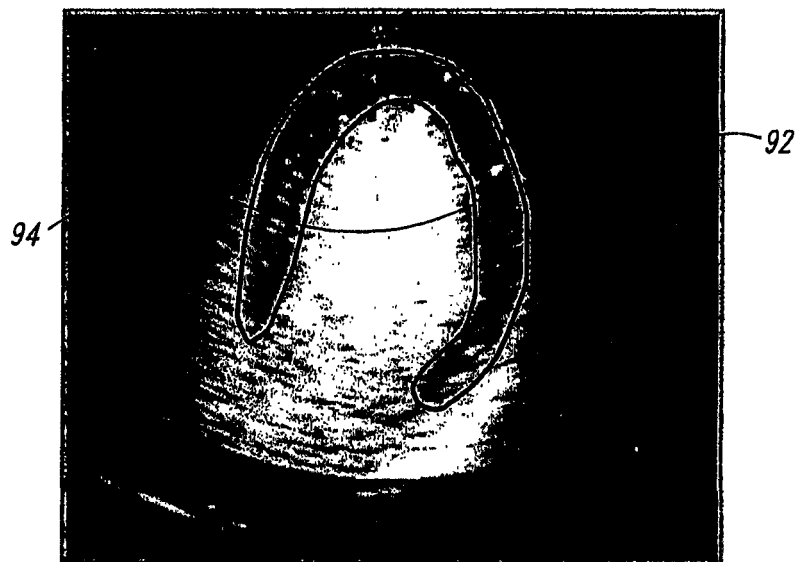


图 8A

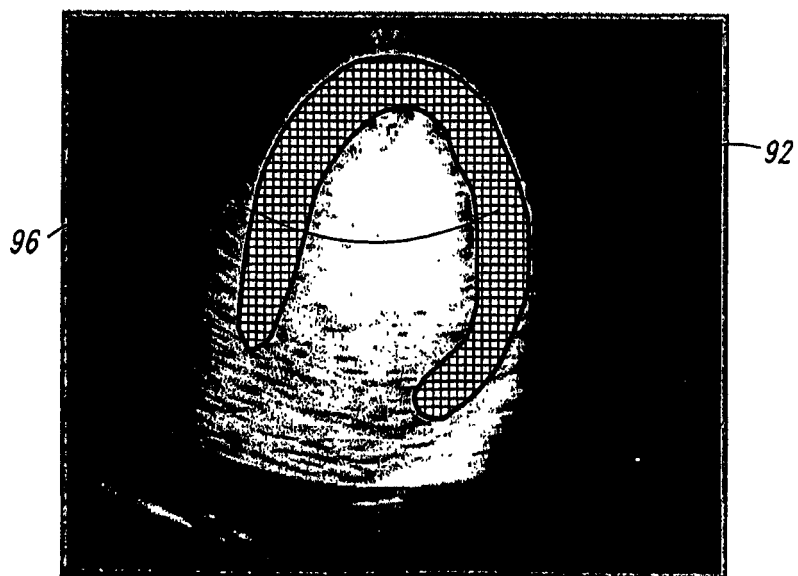


图 8B



图 9A

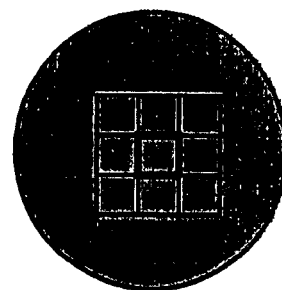


图 9B

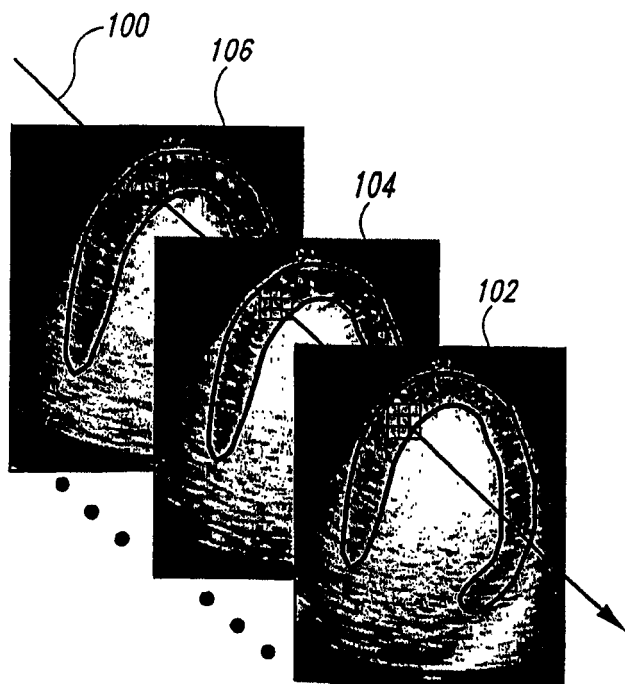


图 10

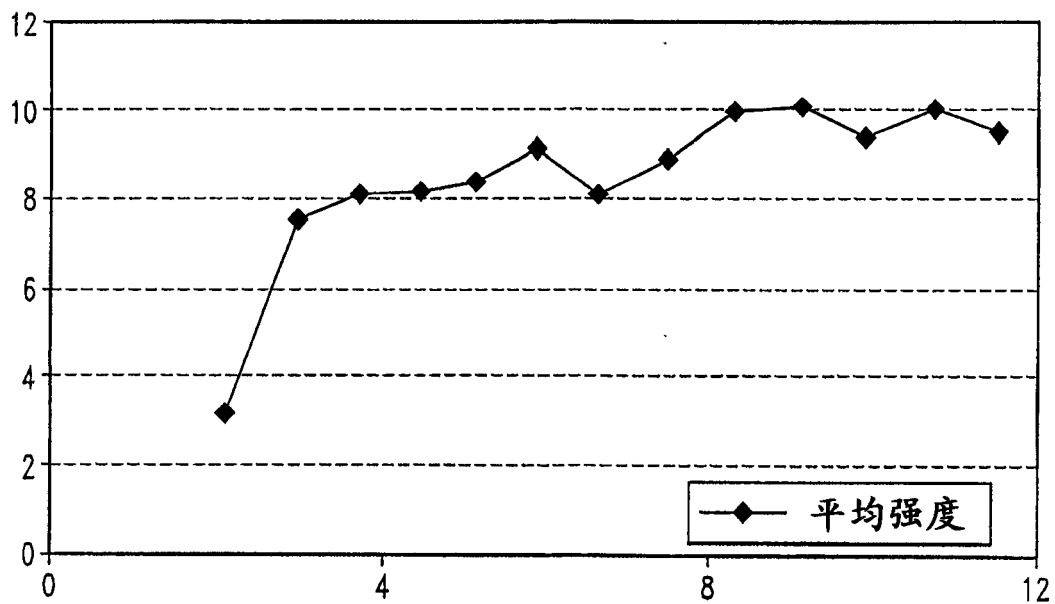


图 11

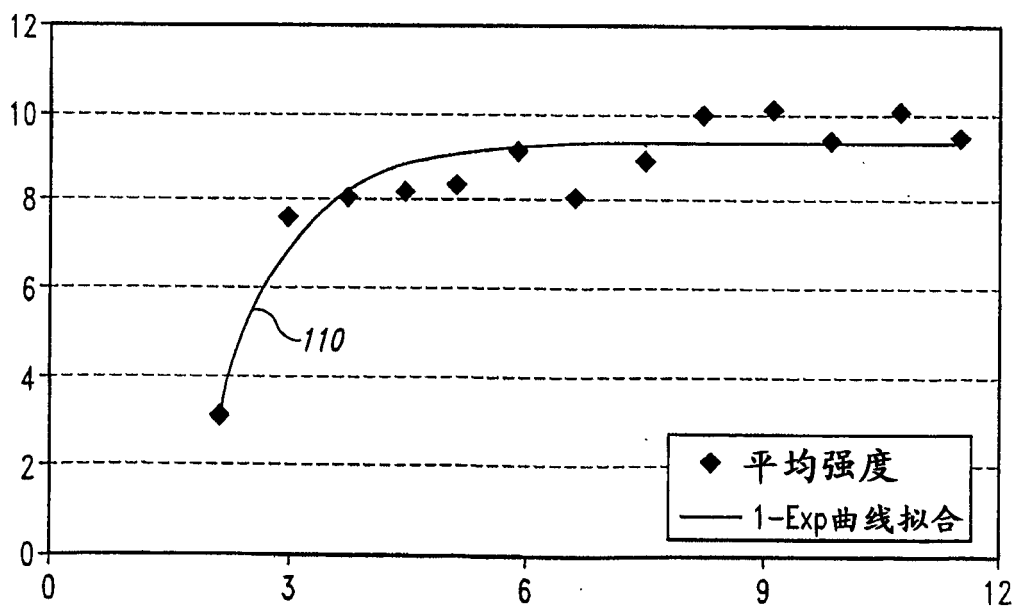


图 12

像素 Y 坐标	像素 X 坐标	参数值 A*B	颜色值
100	100	19.7	200
100	101	21.0	210
100	102	19.7	200
...	...	...	...
175	157	1.3	10
175	158	1.7	17
...	...	...	...
203	50	2.3	19
203	51	2.7	21
...	...	...	...

图 13A

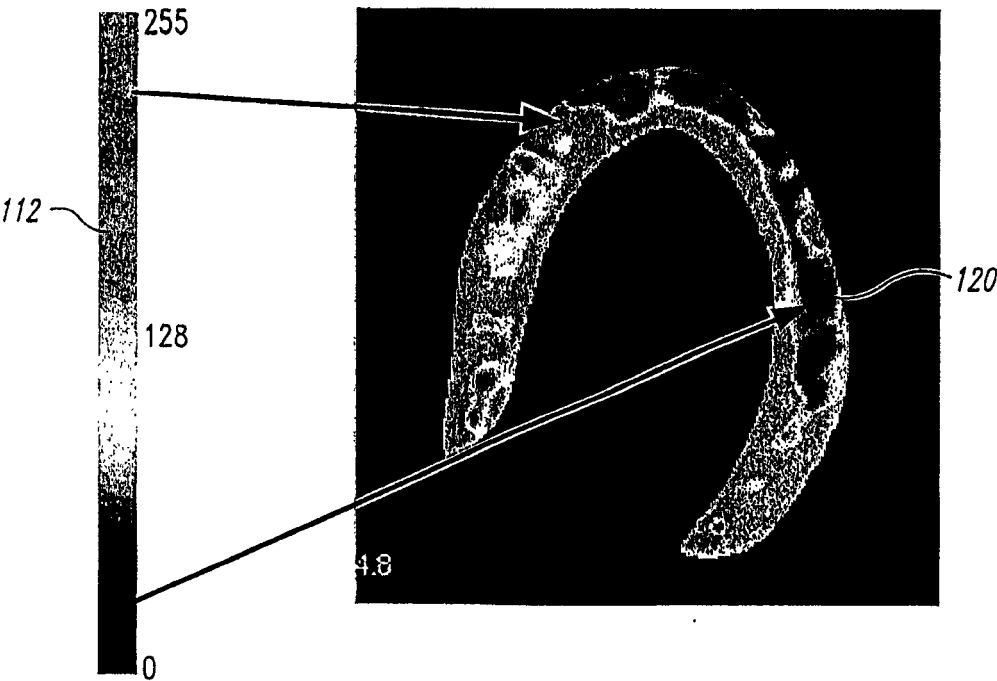


图 13B

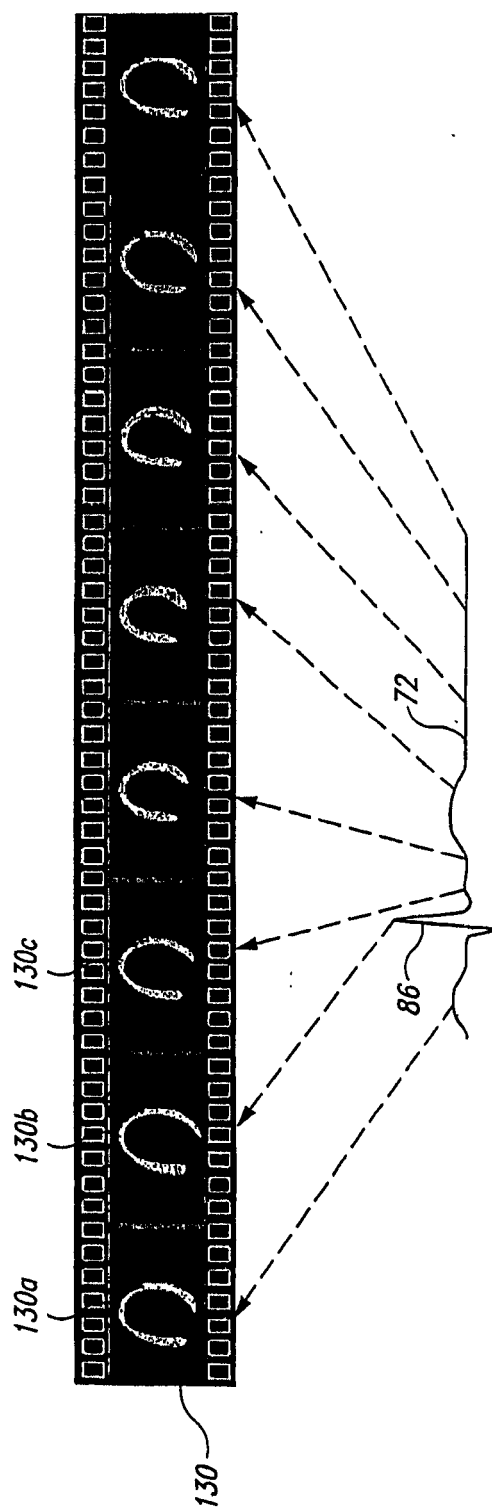


图 14

专利名称(译)	用于显示组织灌注和随时间变化的其它参数的超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN1650188A	公开(公告)日	2005-08-03
申请号	CN02825272.1	申请日	2002-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	DM斯基巴 JE迫维斯		
发明人	D·M·斯基巴 D·J·-J·多里米尔 J·E·迫维斯		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/463 G01S7/52038 A61B8/0883 G01S15/8993 A61B8/543 A61B8/065 A61B8/08		
代理人(译)	王岳 罗朋		
优先权	10/025200 2001-12-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于显示出组织灌注的参数图像的方法和系统包括被耦合于ECG设备的超声成像系统。ECG设备触发成像系统以获得示出多个心跳的每个期间相应预定时间处的组织灌注的对比图像数据。用于诸如心肌的兴趣区域中的离散位置的参数图像数据是从在兴趣区域中的组织的重新灌注期间采集的时间对比数据来确定的。所述参数被映射于诸如颜色的显示值以产生参数灌注超声图像。可产生描述共同图像序列中的心肌的动态壁运动和灌注特征两者的图像序列。

